

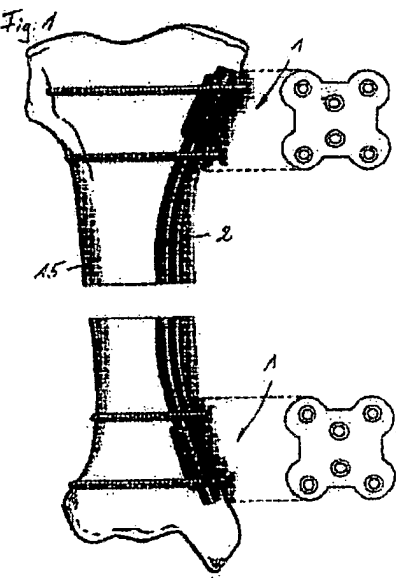
# Fixation and positioning system for intramedullary load carriers

**Publication number:** EP0689800 (A2)  
**Publication date:** 1996-01-03  
**Inventor(s):** KESSLER SIGURD DR [DE]  
**Applicant(s):** KESSLER SIGURD [DE]  
**Classification:**  
- international: A61B17/72; A61B17/78; A61B17/68; (IPC1-7): A61B17/72; A61B17/74  
- European: A61B17/72E; A61B17/72B; A61B17/72G; A61B17/78  
**Application number:** EP19950109865 19950623  
**Priority number(s):** DE19944423210 19940701

**Also published as:**  
EP0689800 (A3)  
DE4423210 (A1)  
**Cited documents:**  
WO9119461 (A1)  
US4723541 (A)  
DE8809715U (U1)  
FR2658715 (A1)  
US4212294 (A)  
US4640271 (A)  
WO9412126 (A1)  
EP0561295 (A1)  
WO9109571 (A1)  
DE923085 (C)

<< less

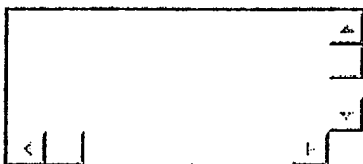
**Abstract of EP 0689800 (A2)**  
The fixing system has at least one of the fixture units (1) consisting of two clamping jaws (3,4) tightened by a screw spindle (5) with the counter-wound thread to a bearer (2). At least one of the clamping jaws, especially, has a clamping-shell (7) movably mounted by means of a ball-and-socket joint (6). At least one of the fixture units consists of two plates one of which is a base plate screwed to the bone. The other plate is in the form of a compression plate tightened towards the base plate. At least one of the plates has a cavity in for the bearer.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

## Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.



The invention concerns an adjustment and a positioning system for intramedulläre force carriers, in particular for pilot hole-free into the respective bone pipe bring inable Mark nails, with at least two mutually beabstandeten fixing units.

Intramedulläre osteosynthesen are used in practice to large extent, and it is well-known and usual to use for the adjustment of the respective force carrier this force carrier penetrating and concerning the respective bone fastenable elements.

Task of the available invention is it to improve the possibilities of the intramedullären osteosynthesen of simplifying in particular the technical handling and of ensuring application also with such german type forms, with which such systems could not be used so far. In particular it is also a goal of the invention, the application type of force carriers and/or. To improve Mark nails, which only a small cross section can be exhibited and brought in also pilot hole-free.

The substantial solution of the invention for the improvement of intramedullärer osteosynthesen consists of the fact that each fixing unit as concerning the bone definable, which respective force carrier penetration-free halternde, rotation, tilting and effecteffect effects excluding unit are trained.

By the invention, whose different arrangements are indicated in the Unteransprüchen, it becomes also possible, force carriers and/or. To use Mark nails from comparatively small cross section to, since by the fixing units no attenuation of such force carriers taken place and so that also the danger of fracture otherwise given is switched off.

In addition the measures according to invention of wedging the force carrier ensure its rotate, slip and tilt-firm positioning. A particularly substantial advantage consists of the fact that the adjustment of the force carrier can take place also in joint proximity and thus the employment of this technology is possible with german types also, which extend into the joint range.

Further advantages of the invention, in particular also in connection with the execution variants indicated in the Unteransprüchen, are described in the following on the basis remark examples with reference to the design; in

the design shows:

Figure 1 a schematic representation of an adjustment according to invention in direct proximity of the force girder end,  
Figure 2 a schematic representation of a fixing unit working with clamping jaws,  
Figure 3 a modified clamping jaw arrangement of the fixing unit after figure 2,  
Figure 4 a fixing unit working with clamping plates,  
Figure 5 a sectional view perpendicularly to the force carrier axle of the fixing unit after figure 4,  
Figure 6 a modified fixing unit with clamping jaws,  
Figure 7 a schematic representation of a Mark nail final adjustment by means of a cook purity,  
Figure 8 a schematic representation of a fixing unit working with a clamping cone,  
Figure 9 a schematic representation of a combination of two finallaterally intended clamping units, whereby in- end a Schraubgewinde is used,  
Figure 10 a schematic representation of one by a bend of three point realized fixing unit,  
Figure 11 the fixing unit after figure 10 in cooperating with a further finallaterally planned fixing unit,  
Figure 12 a schematic sectional view for the explanation of a fixing unit working with Klippung,  
Figure 13 a schematic representation of a fixing unit with Mark nail final screw connection,  
Figure 14 a schematic partial section representation of a Mark nail adjustment by means of locked Spreizer,  
Figure 15 a schematic representation of a Mark nail adjustment by means of guidance and clamping pipes,  
Figure 16 a schematic representation of a combination of fixing units with a course belting plate,  
Figure 17 a schematic representation of a special adjustment in the Hüftknochenbereich, those  
Figures 18 and 19 schematic representations of a force carrier with a guiding system to the Auffädclung of bone fragments, and  
Figure 20 a schematic representation of an arrangement of bundled force carriers.

Figure 1 shows in a bone 15 arranged force carriers and/or. Mark nail 2, which is held in direct proximity of the respective nail ends by means of fixing units 1 in the way that rotation, tilting and effecteffect effects are impossible. The possibility of the adjustment in direct proximity respective Nagelendes permits the supply of german types over the maximally conceivable bone distance.

The fixing units described in the following remark examples are suitable both for herkömmliche Mark nails, are however in particular and preferably intended for the ungebohrte, intramedulläre Schienung, with which the force carrier exhibits only a comparatively small cross section. In addition the fixing units according to invention are trained in the way that via them no mechanical attenuation of the respective force carrier and be thus always fulfilled the mechanical requirements regarding maximum stress and german type immobilizing can take place.

Figure 2 shows a fixing unit 1, which consists of two clamping jaws 3, 4, which by means of a screw jack 5 with thread moving in opposite directions can be moved relatively to each other. By manipulation of the screw jack 5 thus the respective force carrier can become secured 2 form and actuated seized and thus by appropriate attachment of this fixing unit 1 at the respective bone clearly positioned and against rotation, tilting and effecteffect effects.

The detail opinion after figure 3 shows a modification of the arrangement after figure 2 such that for the guarantee of a still more better strength and positive adjustment of the clamping jaws to the force carrier 2 at least one is provided the clamping jaw with a clamping bowl 7, which is stored concerning the clamping jaw 3 mobile, in particular over a ball joint 6.

Figure 4 shows a fixing unit in plan view, with which the force carrier 2 is by means of two clamping plates, i.e. a baseplate 8 and a pressure plate 9, form and actuated held. The baseplate 8 is fixed by means of disk screws 10 at the respective bone, and the pressure plate 9 is strutted by means of at least a clamping screw 11 against the baseplate 8 under simultaneous tightening of the force carrier 2.

Figure 5 shows the mutual spanning of baseplate 8 and pressure plate 9 in the cross section representation. In place of only one clamping screw also a clamping screw attachment can be intended on both sides the force carrier 2.

Figure 6 shows a further variant of a clamping plate or a clip attachment of the force carrier 2. Also with this execution form the baseplate 8 is to be fixed by means of suitable disk screws at the bone, and form and actuated mounting plate of the force carrier or Mark nail 2 is realized by means of a pressure plate 9 designed as clip, which is strutable by means of two pairs of screws under intermediate conclusion of the force carrier 2 against the baseplate 8. This spanning can be arranged thereby problem-free rotating and skid-proof as well as kippfest, since the Mark nail wedging is completely independent of the attachment of the baseplate concerning the bone.

The execution form after figure 7 is characterised by the fact that it permits a particularly safe finallateral adjustment of the force carrier 2, as a photograph part of 16 is intended in Köcherform, which is fastenable by means of a fixing plate over screws 10 at the respective bone 15 and preferably guarantees a positive admission of the force girder end. In order to ensure a clear elimination from rotation, tilting and effecteffects effects to, the force carrier 2 by means of a clamping screw 18 in the photograph part 16 is specified, whereby this clamping screw 18 by the adjustment plate 17 is led and thus well accessible. In place of a köcherförmigen thing also a ring element can be intended as photograph part 16, so that the force carrier 2 can reach through the photograph part 16 also something.

Figure 8 shows a further arrangement of a fixing unit after the invention in form of a clamping cone 13. The lamellierte interior 14 by means of the screwing cone part 19 can be narrowed in such a manner that the force carrier 2 force and is positively enclosed and fixed. The advantage of a fixing unit in form of a clamping cone consists above all of the fact that a such clamping cone creates the possibility of ensuring by according to longer arrangement a Schienung of the force carrier and concomitantly a mechanical solidification into the middle shank range inside.

Figure 9 shows the combination of a fixing unit in form of a clamping cone 13 with somewhat extended shank range with an attachment over a threaded part 20 of the force carrier 2, which finds in the spongiösen bone stop. With this arrangement a safety device against Verkürzung is problem-free to obtain tilting and since shift. It is particularly favourable to train the force carrier 2 hollow and to use the interior of the force carrier as the guidance of a Spickdrahtes 38. This wire 38 furnishes a particularly high positioning security by appropriate anchorage in the bone 15, in particular in relation to rotation. The discharge position of the wire 38 is thereby briefly before beginning of the thread 20.

Figure 10 shows a variant of a fixing unit, which is suitable for relatively thin force carriers, which have for example a diameter from 2 mm to 3 mm, in particular. This fixing unit consists of three mutually beabstandeten screwing organs 21, which are fixable concerning the axle center of the force carrier 2 mutually transferred and under deformation of the force carrier 2 in the bone 15.

The representation after figure 11 shows that by this deformation of the force carrier 2 over the screwing organs 21 a perfect is possible, over a larger range extending adjustment of the force carrier 2, whereby this fixing unit with one is combinable the arbitrary further described fixing units, which can be positioned in the range of an end of the force carrier 2.

Figure 12 shows an execution form of a fixing unit, with which the force carrier possesses 2 lateral grooves and with a tie-clip organ 22 concerning the bone be fixed can, which is definable by an appropriate drilling in the bone extended and concerning the bone 15. Since the respective tie-clip organ 22 intervenes positively in the appropriate transverse identations 23 of the force carrier 2 and can the tie-clip organ 22 by means of an appropriate clamping device over a suitable bone drilling be used, demanded security results against

Verkürzung, tilting and rotation without special difficulty. Several such tie-clip organs can be intended also with mutual distance.

Figure 13 shows a fixing unit, which consists 24 with internal thread 25 of a ring organ, which is fixed into the Mark cave of the bone 15 brought in and concerning the bone over a retaining element 26 bolted with the bone over screws 10. This ring organ provided with internal thread 25 cooperates with the end of the force carrier 2 equipped with an appropriate external thread 27, which can be screwed into the ring element 24. In order to obtain a rotation safety device, either a screw connection going against wedging can be intended, or an adjustment is made by means of a blocking screw 28, those by struggle-hurries 24 extended and blocking subjected the thread.

There with the ungebohrten intramedullären Schienung the respective force carrier is relatively thin and/or. a comparatively small cross section possesses, are intended in accordance with a further aspect of the invention the Sicherstellung of the mechanical requirements regarding maximum stress and german type immobilizing intramedulläre measures to the adjustment of the force carrier 2 relative to to the bone wall, and these measures exist preferentially in the supply of a spreading mechanism in form of several, on the force carrier 2 applied and spreading organs situation-fixed concerning the force carrier.

Figure 14 shows an example of such spreading organs 29, their radial elements is flexibly trained and the necessary centring and/or. Supporting of the force carrier 2 relative to the bone 15 furnish. The cross section representation shows the laminar arrangement of the individual radial elements, which due to this shape the demanded centered and safe support ensure.

Possible it is also to apply on the respective force carrier 2 an absorbable implant whereby in this case the fixation is only temporarily effective, which however in many cases can be quite desired. Importantly however the situation adjustment in longitudinal direction of the force carrier is 2 in this case.

Figure 15 shows in particular also for according to thin force carrier 2 suitable system, with which the fixing units 1 are equipped in each case with a guide tube 31, by which the force carrier 2 is clearly fixable extended and in that the force carrier 2 by wedging.

The execution form after figure 16 clarifies the fact that the fixing units 1 can cooperate in accordance with the invention also with externallateral course belting plates 32 whereby between two fixing units 1 extends this course belting plate 32 or can at a fixing unit attached and at the distal end be bolted. In this way can combination and/or. Modellarsysteme to be created.

Figure 17 shows a variant of the invention, with which the force carrier 2 is fixed after the invention on the one hand in its final range by means of a fixing unit, on the other hand a holding or a coupling place for a further clamping fixing element 33 forms, in order to for example in this way make a cooperating possible with a blocking screw system.

The force carrier 2 extends thereby by an appropriate drilling of a clamping system, which is fixable by screw connection in the bone, so that the demanded thrust forces can be applied on the german type. The relative between force carrier 2 and fixing element 33 preferably takes place by means of a blocking screw 28.

Although the end of the force carrier 2 fixing units managing described by means of one that could be positioned and specified, the end of the force carrier 2 bolted with a mounting plate 24 is with this execution form after figure 17, which is fastened again to the bone 15.

The remark examples after the figures 16 and 17 show that for special german type forms, which expand from the shank range into the joint range systems it can be made available, which a combination of immobilizing the

shank german type with those to the joint near german type permit, to which Hüftschrauben principles with the Mark nail system are combined.

With conventional intramedullären systems it is from disadvantage that necessary instruments of control had to be brought into pre and backward motions and removed again. Such instruments of control are not intended for the ungebohrten systems, i.e. for the systems with comparatively thin force carrier. In connection with the adjustment systems according to invention it is intended to preform the respective Mark nail already in such a way that it can be introduced over appropriate lateral drillings and be led out at the distal end also again and be specified then by means of fixing units in accordance with the invention. Possible it is also to use a guidance wire which is actuated domable with the respective nail, in order problem-free pulling tight of the nail to make possible.

The figures 18 and 19 show a force carrier system, which makes it possible to up-thread also with difficult intramedullären supplying strongly shifted fragments which causes so far frequently substantial difficulties in some cases, for example within the thigh range.

As figure 18 shows, the Mark nail is trained in form of a pipe 35, in which a staff 37 is adjustably arranged. The end of the staff 37 carries a thorn 36, which - as figure 19 shows - can from the pipe 35 be shifted out and then again withdrawn. This thorn 36 is preferably in the range of its point curved, so that it can up-thread a shifted fragment in the driven out condition. The curvature of the thorn 36 becomes only effective due to an appropriate pre-loading in the driven out condition, while the brought in thorn is at least essentially present in the stretched condition.

The schematic representation after figure 20 shows the principle of a bundled firmness carrier, consisting of several single firmness carriers 2, which are combined into a particularly stable unit by bandage organs 39. The cross sections of the individual firmness carriers 2 can be also differently selected thereby equal however as a function of the respective area of application. The mutual distance of the bundling bandages 39 is selected in such a way that the bundled force carriers 2 within the range between the bandages behave like integrals a unit, whereby however with this execution form the advantage exists that bringing in the force carriers 2 is facilitated and that by selection of the appropriate force carriers and their number the desired firmness can be given. The mounting of the bundling elements 39 can take place by means of suitable tools without special problems.

#### Reference symbol list

- 1 Fixing unit
- 2 Force carrier
- 3 Jaw
- 4 Jaw
- 5 Screw jack
- 6 Ball joint
- 7 Clamping bowl
- 8 Baseplate
- 9 Pressure plate
- 10 Disk screw
- 11 Clamping screw
- 12 Recess
- 13 Clamping cone
- 14 Lamelliertes interior
- 15 Bone
- 16 Photograph part
- 17 Fixing plate

- 18 Clamping screw
- 19 Screwing cone part
- 20 Threaded part
- 21 Screwing organ
- 22 Tie-clip organ
- 23 Transverse indentation
- 24 Ring organ
- 25 Internal thread
- 26 Retaining element
- 27 External thread
- 28 Blocking screw
- 29 Spreading organ
- 30 Radial element
- 31 Guide tube
- 32 Course belting plate
- 33 Fixing element
- 34 Mounting plate
- 35 Pipe
- 36 Thorn
- 37 Staff
- 38 Spickdraht
- 39 Bundling seal

## Result Page

Notice: This translation is produced by an automated process; it is intended only to make the technical content of the original document sufficiently clear in the target language. This service is not a replacement for professional translation services. The esp@cenet® Terms and Conditions of use are also applicable to the use of the translation tool and the results derived therefrom.



1. Adjustment and positioning system for intramedulläre force carriers, in particular for pilot hole-free into the respective bone pipe bring inable Mark nails, with at least two mutually beabstandeten fixing units, thus characterized,

that each fixing unit (1) as concerning the bone definable, which respective force carrier (2) penetration-free halternde, rotation, tilting and effecteffect effects excluding unit is trained.

2. System according to requirement 1, thus characterized,

that at least one of the fixing units consists of two clamping jaws (3, 4), which are over a screw jack (5) with thread moving in opposite directions form and actuated with the force carrier (2) strutable, whereby in particular at least one exhibits the clamping jaw (3, 4) one mobile, in particular over a ball joint (6) stored clamping bowl (7) for the positive admission of the force carrier (2).

3. System according to requirement 1, thus characterized,

that at least one of the fixing units exists the respective force carrier (2) of two against each other strutable, between itself specifying plates (8, 9), whereby one of the plates is designed as baseplate (8), bolttable with the respective bone, and the other plate than against this baseplate (8) over at least a clamping screw (11) strutable pressure plate (9) and preferably at least the baseplate (8) or the pressure plate (9) a recess (12) to form and actuated partial admission of the force carrier (2) exhibits.

4. System according to requirement 1, thus characterized,

that at least one of the fixing units consists köcherförmigen photograph part (16) of ring or, which is connected with an adjustment plate (17) for attachment at the bone (15) and exhibits themselves at least in the ring or Köcherraum extending, at the force carrier (2) an attacking clamping screw (18).

5. System according to requirement 1, thus characterized,

that at least one of the fixing units consists of concerning the bone fixable and of the force carrier (2) a



interspersable clamping cone (13), whose lamelliertes interior (14) is strutable over a screwing cone part (19) narrowable and against the force carrier (2) and/or is formed one of the fixing units by the final part of the respective force carrier (2), that the form of a relatively large thread (20), embodyable within the spongiösen bone range, possesses.

6. System according to requirement 1, in particular for relatively thin, flexibly ductile force carriers, thus characterized, that at least one of the fixing units covers at least three mutually beabstandete screwing organs (21), which are concerning the axle center of the force carrier (2) mutually shifted and under deformation of the force carrier (2) in the bone (15) fixable, whereby the screwing organs (21) between their two exhibit 15) fixable ends one in the bone (on the force carrier (2) wedge-like working range.

7. System according to requirement 1, thus characterized, that at least one of the fixing units consists of a tie-clip organ (22), which is fixable into a transverse indentation (23) of the force carrier (2) positively bring inable and in a bone drilling.

8. System according to requirement 1, thus characterized, that at least one of the fixing units consists an internal thread (25) of exhibiting ring organ (24), bring inable into the Mark cave, which is fixable over a retaining element (26) at the bone (15) and forms a screwing admission for the end of the force carrier (2), provided with an appropriate external thread (27), whereby preferably into the ring organ (24) transverse to the thread longitudinal axis a blocking screw (28) is threaded.

9. System, in particular after one of the preceding requirements, thus characterized, that on the force carrier (2) shift-secured applicable, in particular postponable spreading organs (29) are intended, whose radial elements (30), supporting at the bone inner wall, are flexibly trained, whereby the spreading organs consist in particular of an absorbable implant.

10. system after one of the preceding requirements, thus characterized, that with at least a fixing unit a guide tube (31) for the force carrier (2) is connected, which is fixable preferably extended over a longer section of the force carrier (2) and in that the force carrier (2) by wedging.

11. System after one of the preceding requirements, thus characterized, the fact that two beabstandete in particular within the range of the ends of the force carrier (2) arranged fixing units (1) by an external course belting plate (32) is connected.

12. System after one of the preceding requirements, thus characterized, that at least a fixing unit (1) is in particular relative to the force carrier (2) under pressure practice on the respective german type adjustable over a from the outside operatable bolt connection.

13. System after one of the preceding requirements, thus characterized, that the fixing unit from one bone-externallaterally with the force girder end connectable mounting plate (34) and to it a beabstandeten, essentially transverse to the force carrier (2) running and of this interspersed fixing element (33), that exists in the bone, in particular in the hip joint bone by screw connection fixably is, whereby the force carrier (2) forms a Gegenverankerung for the fixing element (33) and the force carriers preferably from a pipe (35) and a staff (37), adjustable therein, at whose end a thorn (36), extendable from the pipe (35) by

Längsverschiebung of the staff (37), is intended, its free final range exists is resetable curved trained or the cavity of the pipe for the guidance of a Spickdrahtes it serves whose end withdrawing at the distal end is embodyable for rotation prevention in the bone, whereby the withdrawal place of the Spickdrahtes before the fixing unit is convenient, by a relatively large in the spongiösen bone range embodyable threads (20) is formed.

14. After system or several of the preceding requirements, thus characterized,

that into the bone interior two or more next to each other arranged force carriers (2) are arranged by comparatively small diameter and that by confinement bandages (39) is combined this majority of force carriers (2) into a bundle arrangement possessing a high firmness, whereby the diameters of the force carriers (2), combined into a bundle, are preferably different.

(19)



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

**EP 0 689 800 A2**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:  
03.01.1996 Patentblatt 1996/01

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: **A61B 17/72, A61B 17/74**

(21) Anmeldenummer: 95109865.6

(22) Anmeldetag: 23.06.1995

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**AT DE FR GB IT**

(30) Priorität: 01.07.1994 DE 4423210

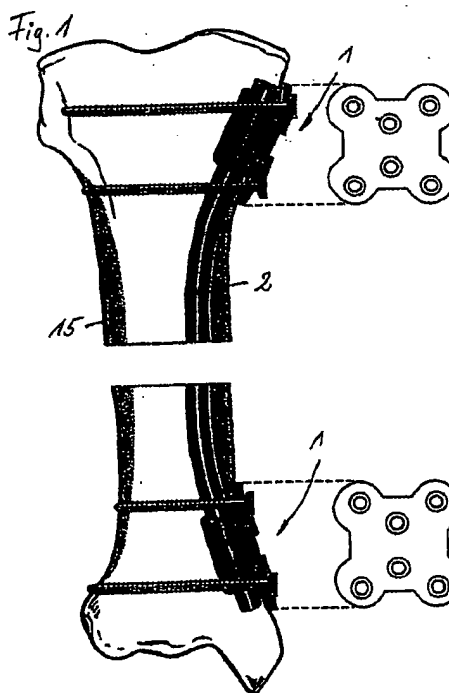
(71) Anmelder: Kessler, Sigurd, Dr.  
D-82178 Puchheim (DE)

(72) Erfinder: Kessler, Sigurd, Dr.  
D-82178 Puchheim (DE)

(74) Vertreter: Finsterwald, Manfred, Dipl.-Ing., Dipl.-  
Wirtsch.-Ing.  
D-80506 München (DE)

### (54) Fixierungs- und Positionierungssystem für intramedulläre Kraftträger

(57) Es wird ein Fixierungs- und Positionierungssystem für intramedulläre Kraftträger beschrieben, das zumindest zwei gegenseitig beabstandete Fixiereinheiten verwendet, wobei jede Fixiereinheit als bezüglich des Knochens festlegbare, dem jeweiligen Kraftträger durchdringungsfrei halternde, Rotations-, Kippungs- und Verkürzungseffekte ausschließende Einheit ausgebildet ist.



**Beschreibung**

Die Erfindung betrifft ein Fixierungs- und Positionierungssystem für intramedulläre Kraftträger, insbesondere für vorbohrungsfrei in das jeweilige Knochenrohr einbringbare Marknägel, mit zumindest zwei gegenseitig beabstandeten Fixiereinheiten.

Intramedulläre Osteosynthesen werden in der Praxis in großem Umfange verwendet, und dabei ist es bekannt und üblich, zur Fixierung des jeweiligen Kraftträgers diesen Kraftträger durchdringende und bezüglich des jeweiligen Knochens befestigbare Elemente zu verwenden.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, die Möglichkeiten der intramedullären Osteosynthesen zu verbessern, insbesondere die technische Handhabung zu vereinfachen und die Anwendung auch bei solchen Frakturformen zu gewährleisten, bei denen derartige Systeme bisher nicht eingesetzt werden konnten. Insbesondere ist es auch Ziel der Erfindung, die Einsatzmöglichkeiten von Kraftträgern bzw. Marknägeln zu verbessern, die nur einen geringen Querschnitt aufweisen und auch vorbohrungsfrei eingebracht werden können.

Der wesentliche Lösungsansatz der Erfindung zur Verbesserung intramedullärer Osteosynthesen besteht darin, daß jede Fixiereinheit als bezüglich des Knochens festlegbare, dem jeweiligen Kraftträger durchdringungsfrei halternde, Rotations-, Kippungs- und Verkürzungseffekte ausschließende Einheit ausgebildet ist.

Durch die Erfindung, deren verschiedene Ausgestaltungen in den Unteransprüchen angegeben sind, wird es auch möglich, Kraftträger bzw. Marknägel von vergleichsweise geringem Querschnitt zu verwenden, da durch die Fixiereinheiten keinerlei Schwächung derartiger Kraftträger erfolgt und damit auch die sonst gegebene Bruchgefahr ausgeschaltet wird.

Außerdem gewährleisten die erfindungsgemäßen Maßnahmen der Klemmung des Kraftträgers dessen verdreh-, verrutsch- und kippfeste Positionierung. Ein besonders wesentlicher Vorteil besteht darin, daß die Fixierung des Kraftträgers auch in Gelenknähe erfolgen kann und somit der Einsatz dieser Technik auch bei Frakturen möglich ist, die sich bis in den Gelenkbereich erstrecken.

Weitere Vorteile der Erfindung, insbesondere auch im Zusammenhang mit den in den Unteransprüchen angegebenen Ausführungsvarianten, werden nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezugnahme auf die Zeichnung erläutert; in der Zeichnung zeigt:

Figur 1 eine schematische Darstellung einer erfindungsgemäßen Fixierung in unmittelbarer Nähe des Kraftträgerendes,

Figur 2 eine schematische Darstellung einer mit Klemmbacken arbeitenden Fixiereinheit,

Figur 3

Figur 4

5

Figur 5

Figur 6

10

Figur 7

Figur 8

15

Figur 9

20

Figur 10

25

Figur 11

Figur 12

30

Figur 13

35

Figur 14

Figur 15

40

Figur 16

Figur 17

45

Figuren 18 und 19

50

Figur 20

eine modifizierte Klemmbackenanordnung der Fixiereinheit nach Figur 2,

eine mit Klemmplatten arbeitende Fixiereinheit,

eine Schnittdarstellung senkrecht zur Kraftträgerachse der Fixiereinheit nach Figur 4,

eine modifizierte Fixiereinheit mit Klemmbacken,

eine schematische Darstellung einer Marknagel-Endfixierung mittels einer Köchereinheit,

eine schematische Darstellung einer mit einem Klemmkonus arbeitenden Fixiereinheit,

eine schematische Darstellung einer Kombination zweier endseitig vorgesehener Klemmeinheiten, wobei einendig ein Schraubgewinde verwendet ist,

eine schematische Darstellung einer durch eine Dreipunktbiegung realisierten Fixiereinheit,

die Fixiereinheit nach Figur 10 im Zusammenwirken mit einer weiteren endseitig vorgesehenen Fixiereinheit,

eine schematische Schnittdarstellung zur Erläuterung einer mit Klippung arbeitenden Fixiereinheit,

eine schematische Darstellung einer Fixiereinheit mit Marknagel-Endverschraubung,

eine schematische Teilschnitt-Darstellung einer Marknagel-Fixierung mittels arretierter Spreizer,

eine schematische Darstellung einer Marknagel-Fixierung mittels Führungs- und Klemmrohren,

eine schematische Darstellung einer Kombination von Fixiereinheiten mit einer Zuggurtungsplatte,

eine schematische Darstellung einer speziellen Fixierung im Hüftknochenbereich, die

schematische Darstellungen eines Kraftträgers mit einem Führungssystem zur Auffädung von Knochenfragmenten, und eine schematische Darstellung einer Anordnung gebündelter Kraftträger.

Figur 1 zeigt einen in einem Knochen 15 angeordneten Kraftträger bzw. Marknagel 2, der in unmittelbarer Nähe der jeweiligen Nagelenden mittels Fixiereinheiten 1 in der Weise gehalten ist, daß Rotations-, Kippungs- und Verkürzungseffekte ausgeschlossen sind. Die

Möglichkeit der Fixierung in unmittelbarer Nähe des jeweiligen Nagelendes gestattet die Versorgung von Frakturen über die maximal denkbare Knochenstrecke.

Die in den folgenden Ausführungsbeispielen beschriebenen Fixiereinheiten eignen sich sowohl für herkömmliche Marknägels, sind aber insbesondere und vorzugsweise bestimmt für die ungebohrte, intramedulläre Schienung, bei der der Kraftträger nur einen vergleichsweise geringen Querschnitt aufweist. Dazu sind die erfindungsgemäßen Fixiereinheiten in der Weise ausgebildet, daß durch sie keine mechanische Schwächung des jeweiligen Kraftträgers erfolgt und somit stets die mechanischen Anforderungen hinsichtlich Belastbarkeit und Frakturruhigstellung erfüllt werden können.

Figur 2 zeigt eine Fixiereinheit 1, die aus zwei Klemmbacken 3, 4 besteht, welche mittels einer Schraubspindel 5 mit gegenläufigem Gewinde relativ zueinander bewegt werden können. Durch Betätigung der Schraubspindel 5 kann somit der jeweilige Kraftträger 2 form- und kraftschlüssig gefaßt und damit durch entsprechende Befestigung dieser Fixiereinheit 1 am jeweiligen Knochen eindeutig positioniert und gegen Rotations-, Kippungs- und Verkürzungseffekte gesichert werden.

Die Detailsicht nach Figur 3 zeigt eine Modifikation der Anordnung nach Figur 2 dergestalt, daß zur Gewährleistung einer noch besseren kraft- und formschlüssigen Anpassung der Klemmbacken an den Kraftträger 2 zumindest einer der Klemmbacken mit einer Klemmschale 7 versehen ist, die bezüglich des Klemmbackens 3 beweglich, insbesondere über ein Kugelgelenk 6, gelagert ist.

Figur 4 zeigt in Draufsicht eine Fixiereinheit, bei der der Kraftträger 2 mittels zweier Klemmplatten, nämlich einer Grundplatte 8 und einer Druckplatte 9, form- und kraftschlüssig gehalten ist. Die Grundplatte 8 wird mittels Plattenschrauben 10 am jeweiligen Knochen fixiert, und die Druckplatte 9 wird mittels zumindest einer Klemmschraube 11 gegen die Grundplatte 8 unter gleichzeitiger Festspannung des Kraftträgers 2 verspannt.

Figur 5 zeigt die gegenseitige Verspannung von Grundplatte 8 und Druckplatte 9 in der Querschnittsdarstellung. Anstelle einer einzigen Klemmschraube kann auch eine Klemmschraubenbefestigung beiderseits des Kraftträgers 2 vorgesehen sein.

Figur 6 zeigt eine weitere Variante einer Klemmplatten- oder Schellenbefestigung des Kraftträgers 2. Auch bei dieser Ausführungsform ist die Grundplatte 8 mittels geeigneter Plattenschrauben am Knochen zu fixieren, und die form- und kraftschlüssige Halterung des Kraftträgers oder Marknagels 2 wird mittels einer als Klemmschelle ausgebildeten Druckplatte 9 realisiert, die mittels zweier Schraubenpaare unter Zwischenschluß des Kraftträgers 2 gegen die Grundplatte 8 verspannbar ist. Diese Verspannung kann dabei problemlos verdreh- und verrutschfest sowie kippfest gestaltet werden, da die Marknagelklemmung von der Befestigung der Grundplatte bezüglich des Knochens völlig unabhängig ist.

Die Ausführungsform nach Figur 7 zeichnet sich dadurch aus, daß sie eine besonders sichere endseitige Fixierung des Kraftträgers 2 gestattet, indem ein Aufnahmeteil 16 in Köcherform vorgesehen ist, das mittels einer Fixierplatte über Schrauben 10 am jeweiligen Knochen 15 befestigbar ist und vorzugsweise eine formschlüssige Aufnahme des Kraftträgers sicherstellt. Um eine eindeutige Ausschaltung von Rotations-, Kippungs- und Verkürzungseffekten zu gewährleisten, wird der Kraftträger 2 mittels einer Klemmschraube 18 im Aufnahmeteil 16 festgelegt, wobei diese Klemmschraube 18 durch die Fixierungsplatte 17 geführt und damit gut zugänglich ist. Anstelle eines köcherförmigen Gebildes kann als Aufnahmeteil 16 auch ein Ringelement vorgesehen sein, so daß der Kraftträger 2 das Aufnahmeteil 16 auch etwas durchgreifen kann.

Figur 8 zeigt eine weitere Ausgestaltung einer Fixiereinheit nach der Erfindung in Form eines Klemmkonus 13. Dabei kann das lamellierte Innenteil 14 mittels des Schraubkonusteils 19 derart verengt werden, daß der Kraftträger 2 kraft- und formschlüssig umschlossen und fixiert wird. Der Vorteil einer Fixiereinheit in Form eines Klemmkonus besteht vor allem darin, daß ein derartiger Klemmkonus die Möglichkeit schafft, durch entsprechend längere Ausgestaltung eine Schienung des Kraftträgers und damit auch eine mechanische Verfestigung bis in den mittleren Schaftbereich hinein zu gewährleisten.

Figur 9 zeigt die Kombination einer Fixiereinheit in Form eines Klemmkonus 13 mit etwas verlängertem Schaftbereich mit einer Befestigung über ein Gewindeende 20 des Kraftträgers 2, das im spongiösen Knochen Halt findet. Mit dieser Anordnung ist problemfrei eine Sicherung gegen Verkürzung, Kippung und Seitverschiebung zu erzielen. Besonders vorteilhaft ist es, den Kraftträger 2 hohl auszubilden und den Innenraum des Kraftträgers zur Führung eines Spickdrahtes 38 zu verwenden. Dieser Draht 38 erbringt durch entsprechende Verankerung im Knochen 15 eine besonders hohe Positionierungssicherheit, insbesondere gegenüber Rotation. Die Austrittsstelle des Drahtes 38 liegt dabei kurz vor Beginn des Gewindes 20.

Figur 10 zeigt eine Variante einer Fixiereinheit, die insbesondere für relativ dünne Kraftträger, die beispielsweise einen Durchmesser von 2 mm bis 3 mm haben, geeignet ist. Diese Fixiereinheit besteht aus drei gegenseitig beabstandeten Schrauborganen 21, die bezüglich der Mittelachse des Kraftträgers 2 wechselseitig versetzt und unter Verformung des Kraftträgers 2 im Knochen 15 fixierbar sind.

Die Darstellung nach Figur 11 zeigt, daß durch diese Verformung des Kraftträgers 2 über die Schrauborgane 21 eine einwandfreie, sich über einen größeren Bereich erstreckende Fixierung des Kraftträgers 2 möglich ist, wobei diese Fixiereinheit mit einer beliebigen der weiteren beschriebenen Fixiereinheiten kombinierbar ist, die im Bereich eines Endes des Kraftträgers 2 positioniert werden kann.

Figur 12 zeigt eine Ausführungsform einer Fixiereinheit, bei der der Kraftträger 2 seitliche Einkerbungen besitzt und mit einem Cliporgan 22 bezüglich des Knochens fixiert werden kann, das sich durch eine entsprechende Bohrung im Knochen erstreckt und bezüglich des Knochens 15 festlegbar ist. Da das jeweilige Cliporgan 22 formschlüssig in die entsprechenden Querkerbungen 23 des Kraftträgers 2 eingreift und das Cliporgan 22 mittels eines entsprechenden Klammergeräts über eine passende Knochenbohrung eingesetzt werden kann, ergibt sich die geforderte Sicherheit gegen Verkürzung, Kippung und Rotation ohne besondere Schwierigkeit. Es können auch mit gegenseitigem Abstand mehrere derartige Cliporgane vorgesehen sein.

Figur 13 zeigt eine Fixiereinheit, die aus einem Ringorgan 24 mit Innengewinde 25 besteht, das in die Markhöhle des Knochens 15 eingebracht und bezüglich des Knochens über ein mit dem Knochen über Schrauben 10 verschraubtes Halteelement 26 fixiert ist. Dieses mit Innengewinde 25 versehene Ringorgan wirkt mit dem mit einem entsprechenden Außengewinde 27 ausgestatteten Ende des Kraftträgers 2 zusammen, der in das Ringelement 24 geschraubt werden kann. Um eine Rotationssicherung zu erzielen, kann entweder eine gegen Klemmung gehende Verschraubung vorgesehen sein, oder es wird eine Fixierung mittels einer Blockierschraube 28 vorgenommen, die sich durch das Ringteil 24 erstreckt und das Gewinde blockierend beaufschlagt.

Da bei der ungebohrten intramedullären Schienung der jeweilige Kraftträger relativ dünn ist bzw. einen vergleichsweise geringen Querschnitt besitzt, sind gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung zur Sicherstellung der mechanischen Anforderungen hinsichtlich Belastbarkeit und Frakturruhigstellung intramedulläre Maßnahmen zur Fixierung des Kraftträgers 2 relativ zur Knochenwandung vorgesehen, und diese Maßnahmen bestehen bevorzugt in der Bereitstellung eines Spreizmechanismus in Form mehrerer, auf den Kraftträger 2 aufgebracht und bezüglich des Kraftträgers lagefixierter Spreizorgane.

Figur 14 zeigt ein Beispiel derartiger Spreizorgane 29, deren Radialelemente elastisch ausgebildet sind und die erforderliche Zentrierung bzw. Stützung des Kraftträgers 2 relativ zum Knochen 15 erbringen. Die Querschnittsdarstellung zeigt die flächige Ausgestaltung der einzelnen Radialelemente, welche aufgrund dieser Gestalt die geforderte zentrierte und sichere Abstützung gewährleisten.

Möglich ist es auch, auf den jeweiligen Kraftträger 2 ein resorbierbares Implantat aufzubringen, wobei in diesem Falle die Fixation nur temporär wirksam ist, was aber in vielen Fällen durchaus erwünscht sein kann. Wichtig ist jedoch in diesem Falle die Lagefixierung in Längsrichtung des Kraftträgers 2.

Figur 15 zeigt ein insbesondere auch für entsprechend dünne Kraftträger 2 geeignetes System, bei dem die Fixiereinheiten 1 jeweils mit einem Führungsröhr 31 ausgestattet sind, durch das sich der Kraftträger

2 erstreckt und in dem der Kraftträger 2 durch Klemmung eindeutig fixierbar ist.

Die Ausführungsform nach Figur 16 verdeutlicht, daß die Fixiereinheiten 1 gemäß der Erfindung auch mit außenseitigen Zuggurtungsplatten 32 zusammenwirken können, wobei sich diese Zuggurtungsplatte 32 zwischen zwei Fixiereinheiten 1 erstrecken oder an einer Fixiereinheit angebracht und am distalen Ende verschraubt sein kann. Auf diese Weise können Kombinations- bzw. Modellsysteme geschaffen werden.

Figur 17 zeigt eine Variante der Erfindung, bei der der Kraftträger 2 einerseits in seinem Endbereich mittels einer Fixiereinheit nach der Erfindung festgelegt ist, andererseits eine Halte- oder Kopplungsstelle für ein weiteres Spann-Fixierelement 33 bildet, um beispielsweise auf diese Weise ein Zusammenwirken mit einem Blockierschraubensystem zu ermöglichen.

Der Kraftträger 2 erstreckt sich dabei durch eine entsprechende Bohrung eines Spannsystems, das durch Verschraubung im Knochen fixierbar ist, so daß die geforderten Druckkräfte auf die Fraktur aufgebracht werden können. Die Relativfixierung zwischen Kraftträger 2 und Fixierelement 33 erfolgt vorzugsweise mittels einer Blockierschraube 28.

Obwohl das Ende des Kraftträgers 2 mittels einer der vorstehend beschriebenen Fixiereinheiten positioniert und festgelegt werden könnte, ist bei dieser Ausführungsform nach Figur 17 das Ende des Kraftträgers 2 mit einer Befestigungsplatte 24 verschraubt, die wiederum am Knochen 15 befestigt ist.

Die Ausführungsbeispiele nach den Figuren 16 und 17 zeigen, daß für spezielle Frakturformen, die sich vom Schaftbereich bis in den Gelenkbereich ausdehnen, Systeme zur Verfügung gestellt werden können, die eine Kombination von Ruhigstellung der Schaftfraktur mit denen der gelenknahen Fraktur erlauben, wozu Hüftschrauben-Prinzipien mit dem Marknagelsystem kombiniert werden.

Bei herkömmlichen intramedullären Systemen ist von Nachteil, daß erforderliche Führungsinstrumente in Vor- und Rückwärtsbewegungen eingebracht und wieder entfernt werden mußten. Derartige Führungsinstrumente sind für die ungebohrten Systeme, das heißt für die Systeme mit vergleichsweise dünnem Kraftträger nicht vorgesehen. Im Zusammenhang mit den erfindungsgemäßen Fixierungssystemen ist vorgesehen, den jeweiligen Marknagel bereits so vorzubiegen, daß er über entsprechende seitliche Bohrungen eingeführt und am distalen Ende auch wieder herausgeführt und dann mittels Fixiereinheiten gemäß der Erfindung festgelegt werden kann. Möglich ist es auch, einen Führungsdraht zu verwenden, der mit dem jeweiligen Nagel kraftschlüssig kuppelbar ist, um ein problemfreies Nachziehen des Nagels zu ermöglichen.

Die Figuren 18 und 19 zeigen ein Kraftträgersystem, das es ermöglicht, auch bei schwierigen intramedullären Versorgungen stark verschobene Fragmente aufzufädeln, was in manchen Fällen, beispielsweise im

Oberschenkelbereich, bisher häufig erhebliche Schwierigkeiten verursacht.

Wie Figur 18 zeigt, ist der Marknagel in Form eines Rohres 35 ausgebildet, in dem ein Stab 37 verschiebbar angeordnet ist. Das Ende des Stabes 37 trägt einen Dorn 36, der - wie Figur 19 zeigt - aus dem Rohr 35 herausgeschoben und dann wieder zurückgezogen werden kann. Dieser Dorn 36 ist vorzugsweise im Bereich seiner Spitze gekrümmt, so daß er im ausgefahrenen Zustand ein verschobenes Fragment auffädelt. Die Krümmung des Dorns 36 wird aufgrund einer entsprechenden Vorspannung nur wirksam im ausgefahrenen Zustand, während der eingefahrene Dorn zumindest im wesentlichen im gestreckten Zustand vorliegt.

Die schematische Darstellung nach Figur 20 zeigt das Prinzip eines gebündelten Festigkeitsträgers, bestehend aus mehreren Einzel-Festigkeitsträgern 2, die durch Bandagenorgane 39 zu einer besonders stabilen Einheit zusammengefaßt sind. Die Querschnitte der einzelnen Festigkeitsträger 2 können dabei gleich aber in Abhängigkeit vom jeweiligen Anwendungsgebiet auch unterschiedlich gewählt werden. Der gegenseitige Abstand der Bündelungsbandagen 39 wird so gewählt, daß sich die gebündelten Kraftträger 2 in dem Bereich zwischen den Bandagen wie eine integrale Einheit verhalten, wobei aber bei dieser Ausführungsform der Vorteil besteht, daß die Einbringung der Kraftträger 2 erleichtert wird und daß durch Auswahl der entsprechenden Kraftträger und deren Anzahl die gewünschte Festigkeit vorgegeben werden kann. Die Anbringung der Bündelungselemente 39 kann mittels geeigneter Werkzeuge ohne besondere Probleme erfolgen.

#### Bezugszeichenliste

1	Fixiereinheit
2	Kraftträger
3	Klemmbacke
4	Klemmbacke
5	Schraubspindel
6	Kugelgelenk
7	Klemmschale
8	Grundplatte
9	Druckplatte
10	Plattenschraube
11	Klemmschraube
12	Ausnehmung
13	Klemmkonus
14	Lamelliertes Innenteil
15	Knochen
16	Aufnahmeteil
17	Fixierplatte
18	Klemmschraube
19	Schraubkonusteil
20	Gewindeende
21	Schrauborgan
22	Cliporgan
23	Querkerbung

24	Ringorgan
25	Innengewinde
26	Halteelement
27	Außengewinde
5 28	Blockierschraube
29	Spreizorgan
30	Radialelement
31	Führungsrohr
32	Zuggurtungsplatte
10 33	Fixierelement
34	Befestigungsplatte
35	Rohr
36	Dorn
37	Stab
15 38	Spickdraht
39	Bündelungsmanschette

#### Patentansprüche

- 20 1. Fixierungs- und Positionierungssystem für intramedulläre Kraftträger, insbesondere für vorbohrungsfrei in das jeweilige Knochenrohr einbringbare Marknägel, mit zumindest zwei gegenseitig beabstandeten Fixiereinheiten,
 

25 dadurch gekennzeichnet,

daß jede Fixiereinheit (1) als bezüglich des Knochens festlegbare, dem jeweiligen Kraftträger (2) durchdringungsfrei halternde, Rotations-, Kippungs- und Verkürzungseffekte ausschließende Einheit ausgebildet ist.
- 30 2. System nach Anspruch 1,
 

25 dadurch gekennzeichnet,

daß zumindest eine der Fixiereinheiten aus zwei Klemmbacken (3, 4) besteht, die über eine Schraubspindel (5) mit gegenläufigem Gewinde form- und kraftschlüssig mit dem Kraftträger (2) verspannbar sind, wobei insbesondere zumindest eine der Klemmbacken (3, 4) eine beweglich, insbesondere über ein Kugelgelenk (6) gelagerte Klemmschale (7) zur formschlüssigen Aufnahme des Kraftträgers (2) aufweist.
- 35 3. System nach Anspruch 1,
 

40 dadurch gekennzeichnet,

daß zumindest eine der Fixiereinheiten aus zwei gegeneinander verspannbaren, zwischen sich den jeweiligen Kraftträger (2) festlegenden Platten (8, 9) besteht, wobei eine der Platten als mit dem jeweiligen Knochen verschraubbare Grundplatte (8) und die andere Platte als gegen diese Grundplatte (8) über zumindest eine Klemmschraube (11) verspannbare Druckplatte (9) ausgebildet ist und vorzugsweise zumindest die Grundplatte (8) oder die Druckplatte (9) eine Ausnehmung (12) zur form- und kraftschlüssigen Teilaufnahme des Kraftträgers (2) aufweist.

4. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest eine der Fixiereinheiten aus einem ring- oder köcherförmigen Aufnahmeteil (16) besteht, das mit einer Fixierungsplatte (17) zur Befestigung am Knochen (15) verbunden ist und zumindest eine sich in den Ring- oder Köcherraum erstreckende, am Kraftträger (2) angreifende Klemmschraube (18) aufweist.
5. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest eine der Fixiereinheiten aus einem bezüglich des Knochens fixierbaren und vom Kraftträger (2) durchsetzbaren Klemmkonus (13) besteht, dessen lamelliertes Innenteil (14) über ein Schraubkonusteil (19) verengbar und gegen den Kraftträger (2) verspannbar ist und / oder eine der Fixiereinheiten von dem Endteil des jeweiligen Kraftträgers (2) gebildet ist, das die Form eines relativ großen, im spongiösen Knochenbereich verankerbaren Gewindes (20) besitzt.
6. System nach Anspruch 1, insbesondere für relativ dünne, elastisch verformbare Kraftträger, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest eine der Fixiereinheiten wenigstens drei gegenseitig beabstandete Schrauborgane (21) umfaßt, die bezüglich der Mittelachse des Kraftträgers (2) wechselseitig versetzt und unter Verformung des Kraftträgers (2) im Knochen (15) fixierbar sind, wobei die Schrauborgane (21) zwischen ihren beiden im Knochen (15) fixierbaren Enden einen auf den Kraftträger (2) keilartig wirkenden Bereich aufweisen.
7. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest eine der Fixiereinheiten aus einem Cliporgan (22) besteht, das in eine Querkerbung (23) des Kraftträgers (2) formschlüssig einbringbar und in einer Knochenbohrung fixierbar ist.
8. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest eine der Fixiereinheiten aus einem ein Innengewinde (25) aufweisenden, in die Markhöhle einbringbaren Ringorgan (24) besteht, das über ein Halteelement (26) am Knochen (15) fixierbar ist und eine Schraubaufnahme für das mit einem entsprechenden Außengewinde (27) versehene Ende des Kraftträgers (2) bildet, wobei in das Ringorgan (24) vorzugsweise quer zur Gewindelängsachse eine Blockierschraube (28) einschraubbar ist.
9. System, insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

daß auf den Kraftträger (2) verschiebegesichert aufbringbare, insbesondere aufschiebbar Spreizorgane (29) vorgesehen sind, deren sich an der Knocheninnenwand abstützende Radialelemente (30) elastisch ausgebildet sind, wobei die Spreizorgane insbesondere aus einem resorbierbaren Implantat bestehen.

10. System nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß mit zumindest einer Fixiereinheit ein Führungsröhr (31) für den Kraftträger (2) verbunden ist, das sich vorzugsweise über einen längeren Abschnitt des Kraftträgers (2) erstreckt und in dem der Kraftträger (2) durch Klemmung fixierbar ist.
11. System nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zwei beabstandete, insbesondere im Bereich der Enden des Kraftträgers (2) angeordnete Fixiereinheiten (1) durch eine außenliegende Zuggurtungsplatte (32) miteinander verbunden sind.
12. System nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest eine Fixiereinheit (1) relativ zum Kraftträger (2) unter Druckausübung auf die jeweilige Fraktur insbesondere über eine von außen betätigbare Schraubverbindung verstellbar ist.
13. System nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Fixiereinheit aus einer knochenaußenseitig mit dem Kraftträgerende verbindbaren Befestigungsplatte (34) und einem dazu beabstandeten, im wesentlichen quer zum Kraftträger (2) verlaufenden und von diesem durchsetzten Fixierelement (33) besteht, das im Knochen, insbesondere im Hüftgelenksknochen durch Verschraubung fixierbar ist, wobei der Kraftträger (2) eine Gegenverankerung für das Fixierelement (33) bildet und der Kraftträger vorzugsweise aus einem Rohr (35) und einem darin verschiebbaren Stab (37) besteht, an dessen Ende ein aus dem Rohr (35) durch Längsverschiebung des Stabes (37) ausfahrbarer Dorn (36) vorgesehen ist, dessen freier Endbereich rückstellbar gekrümmt ausgebildet ist oder der Hohlraum des Rohres zur Führung eines Spickdrahtes dient, dessen am distalen Ende austretendes Ende zur Rotationsverhinderung im Knochen verankerbar ist, wobei die Austrittsstelle des Spickdrahtes vor der Fixiereinheit gelegen ist, die von einem relativ großen, im spongiösen Knochenbereich verankerbaren Gewinde (20) gebildet ist.



14. System nach einem oder mehreren der vorhergehenden Ansprüche,  
dadurch gekennzeichnet,  
daß in den Knocheninnenraum zwei oder mehr  
nebeneinander angeordnete Kraftträger (2) von ver- 5  
gleichsweise geringem Durchmesser angeordnet  
sind und daß diese Mehrzahl von Kraftträgern (2)  
durch Umschließungsbandagen (39) zu einer eine  
hohe Festigkeit besitzenden Bündelanordnung  
zusammengefaßt sind, wobei die Durchmesser der 10  
zu einem Bündel zusammengefaßten Kraftträger (2)  
vorzugsweise unterschiedlich sind.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

**EP 0 689 800 A2**

Fig. 1

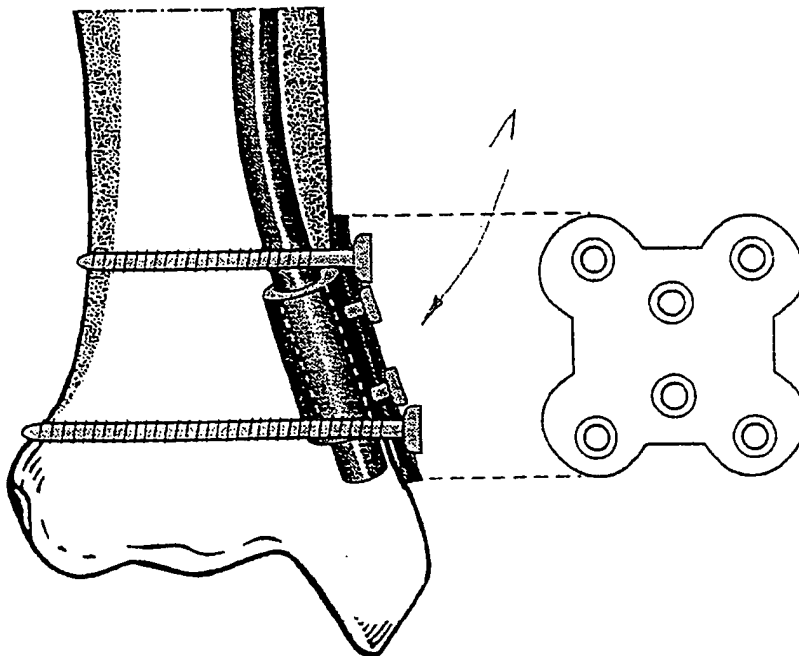
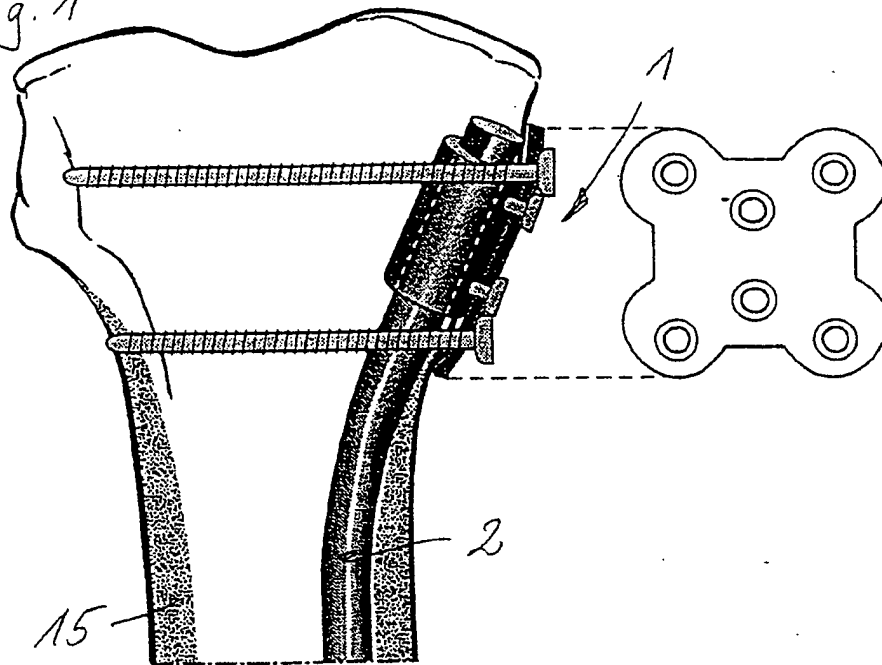


Fig. 2

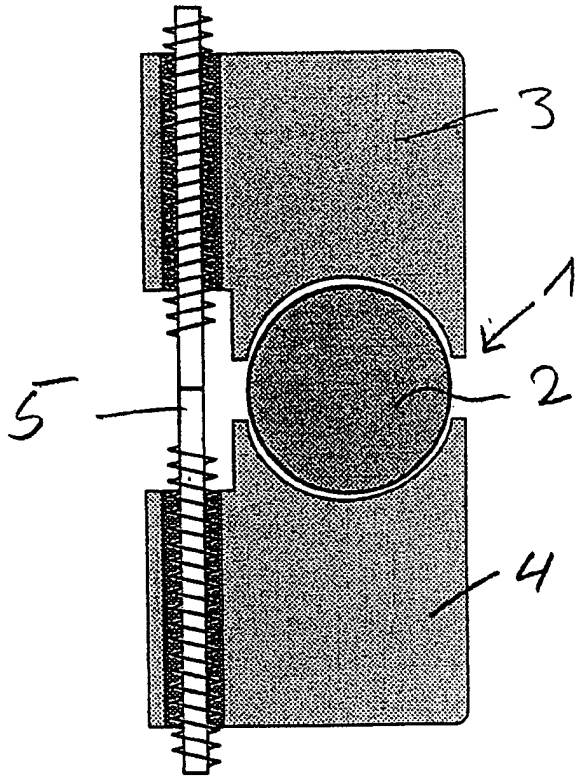


Fig. 3

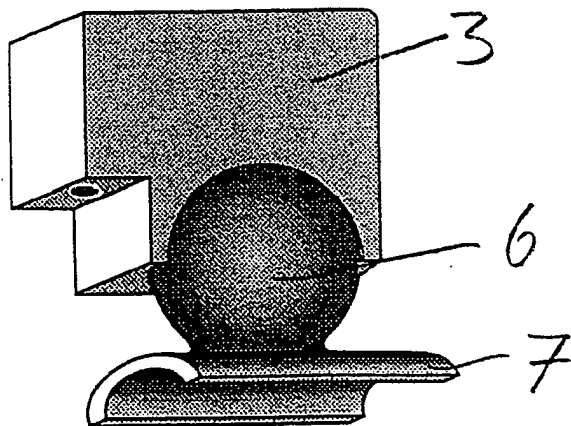


Fig. 4

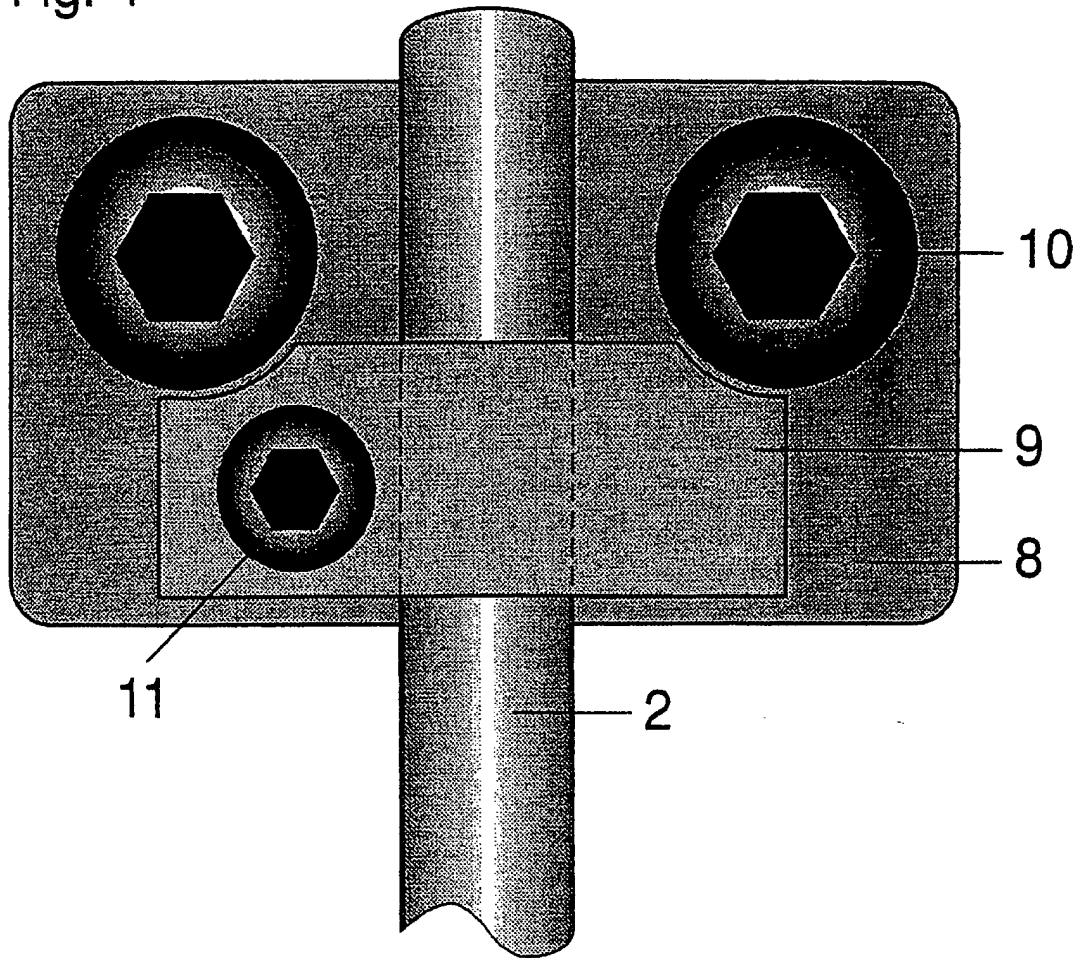
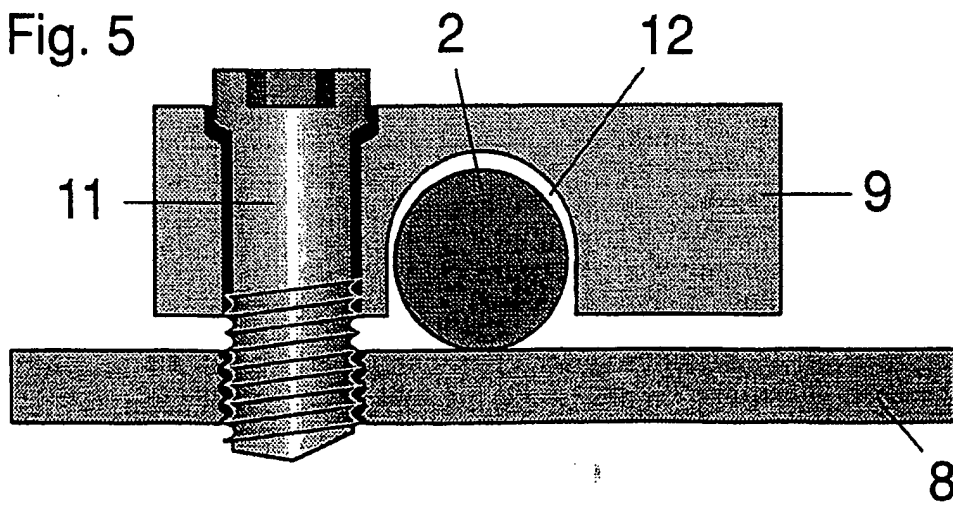


Fig. 5



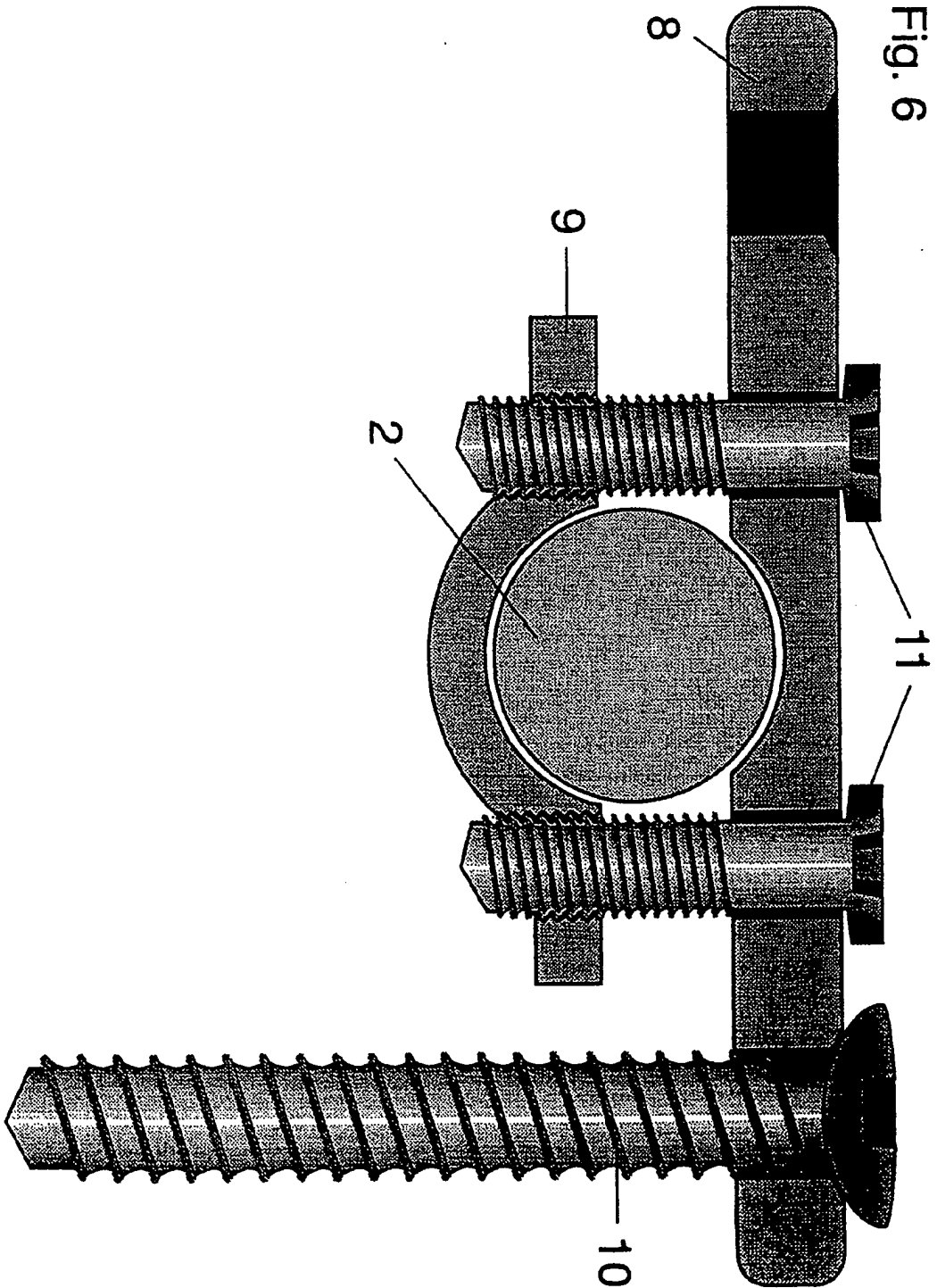
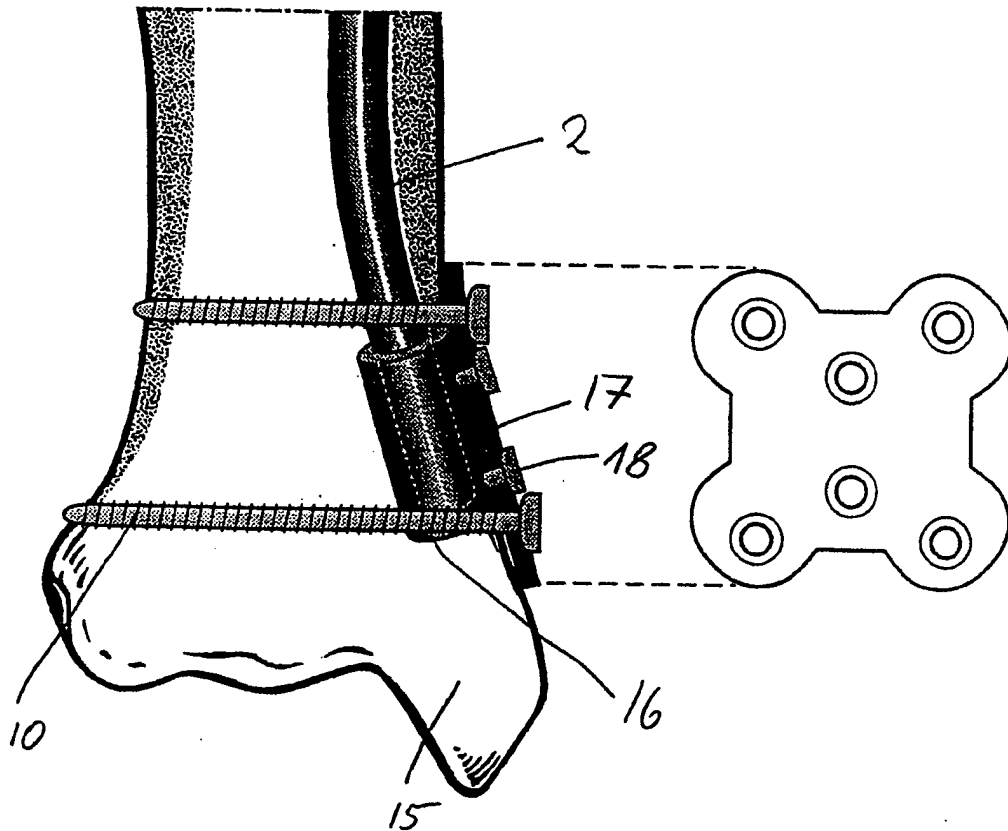
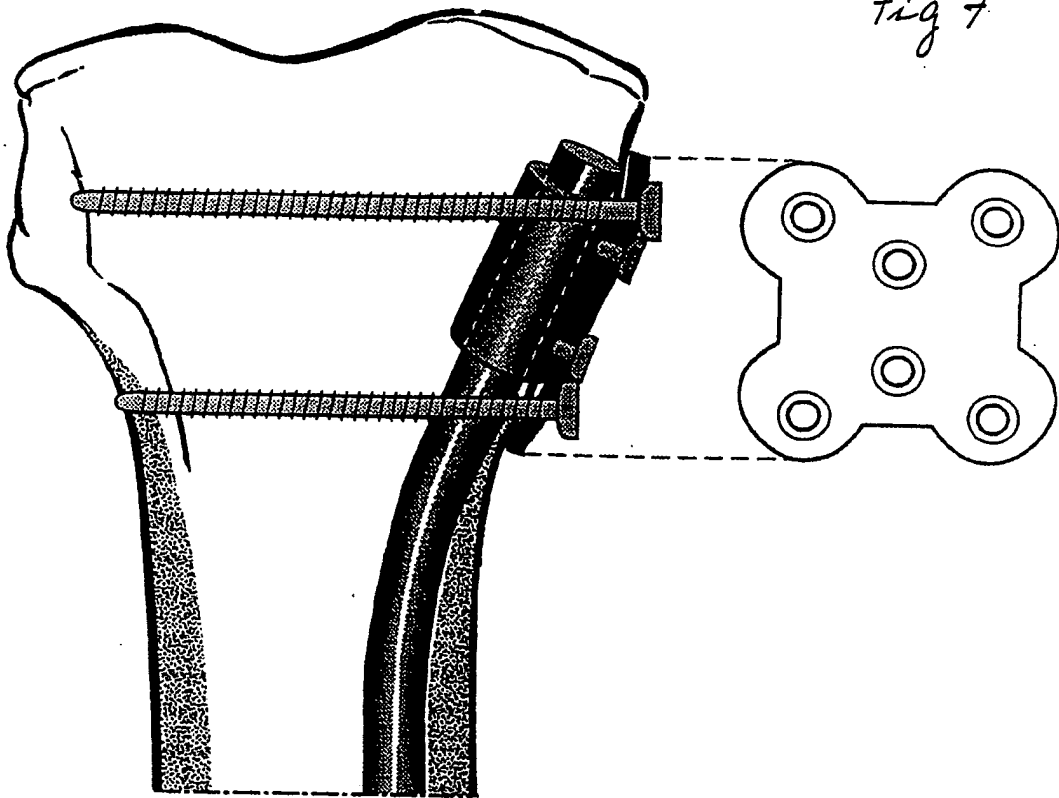


Fig 7



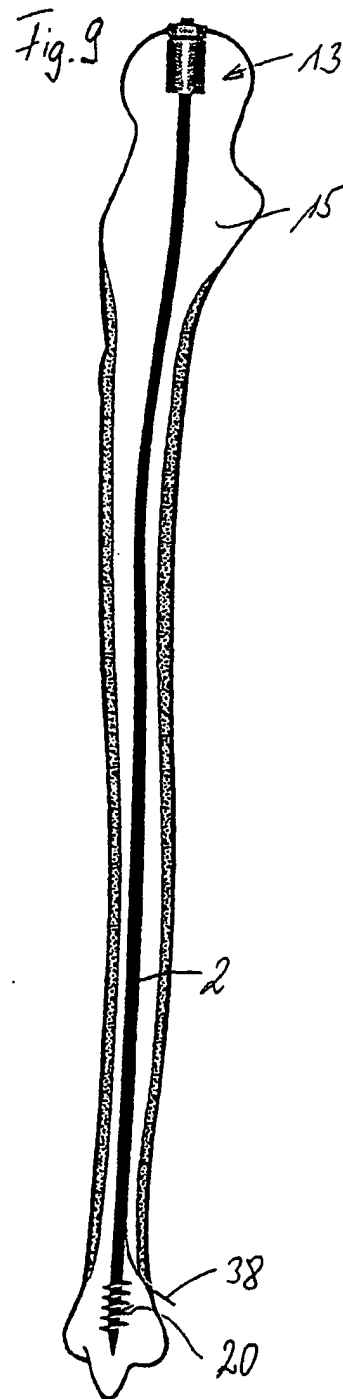
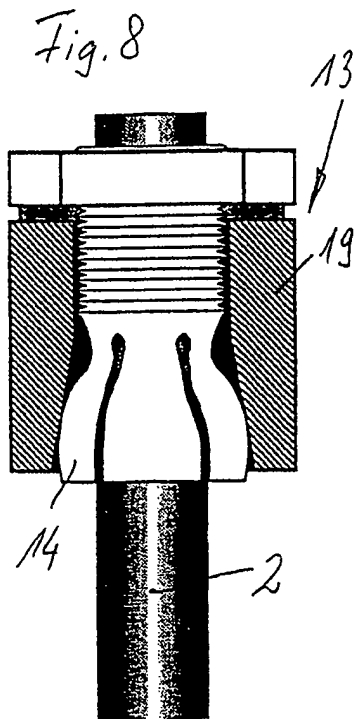




Fig. 10

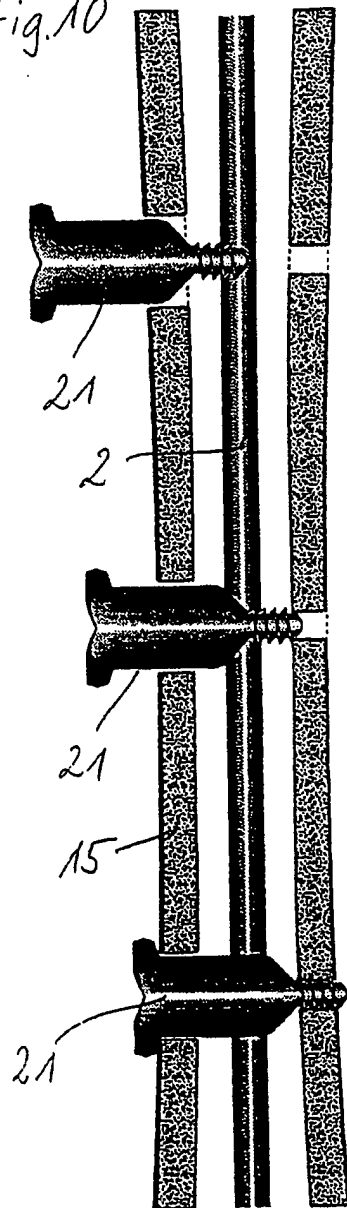
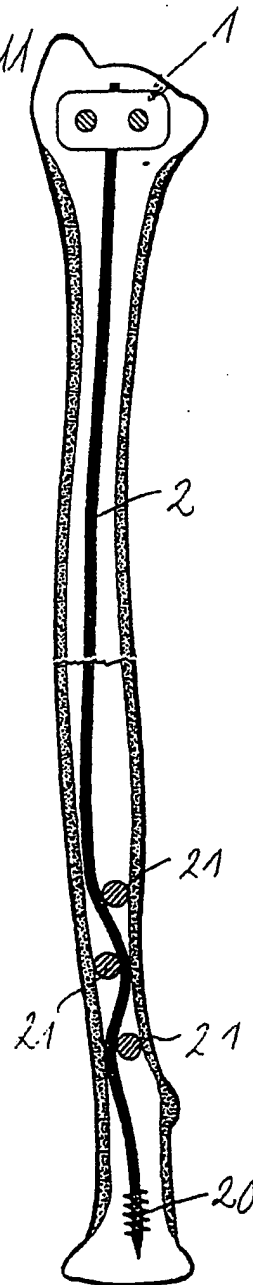


Fig. 11



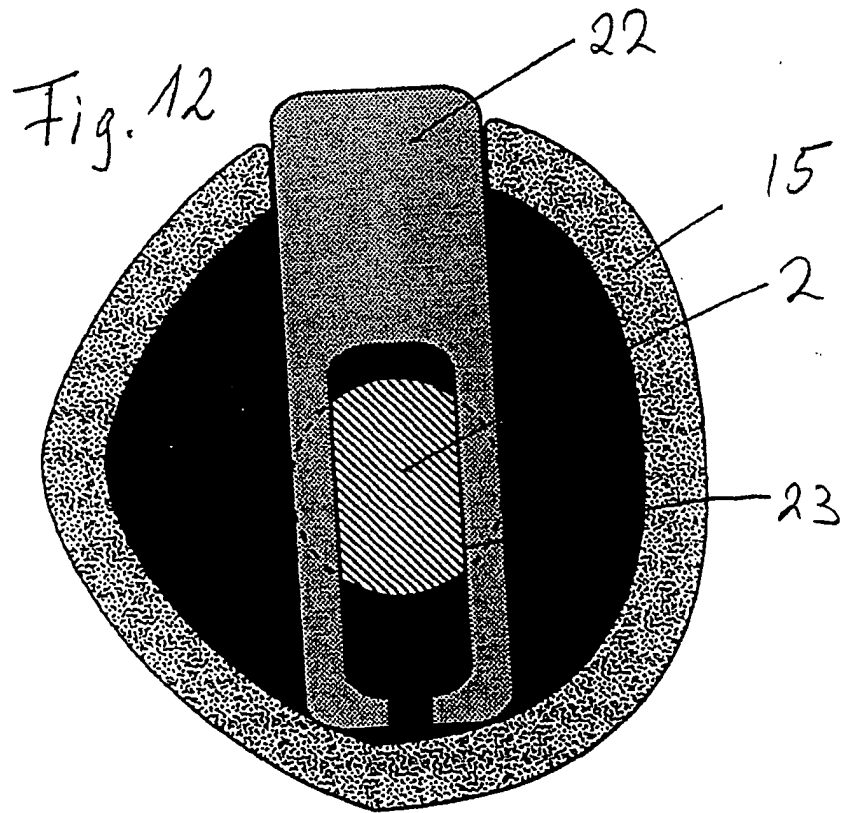


Fig. 13

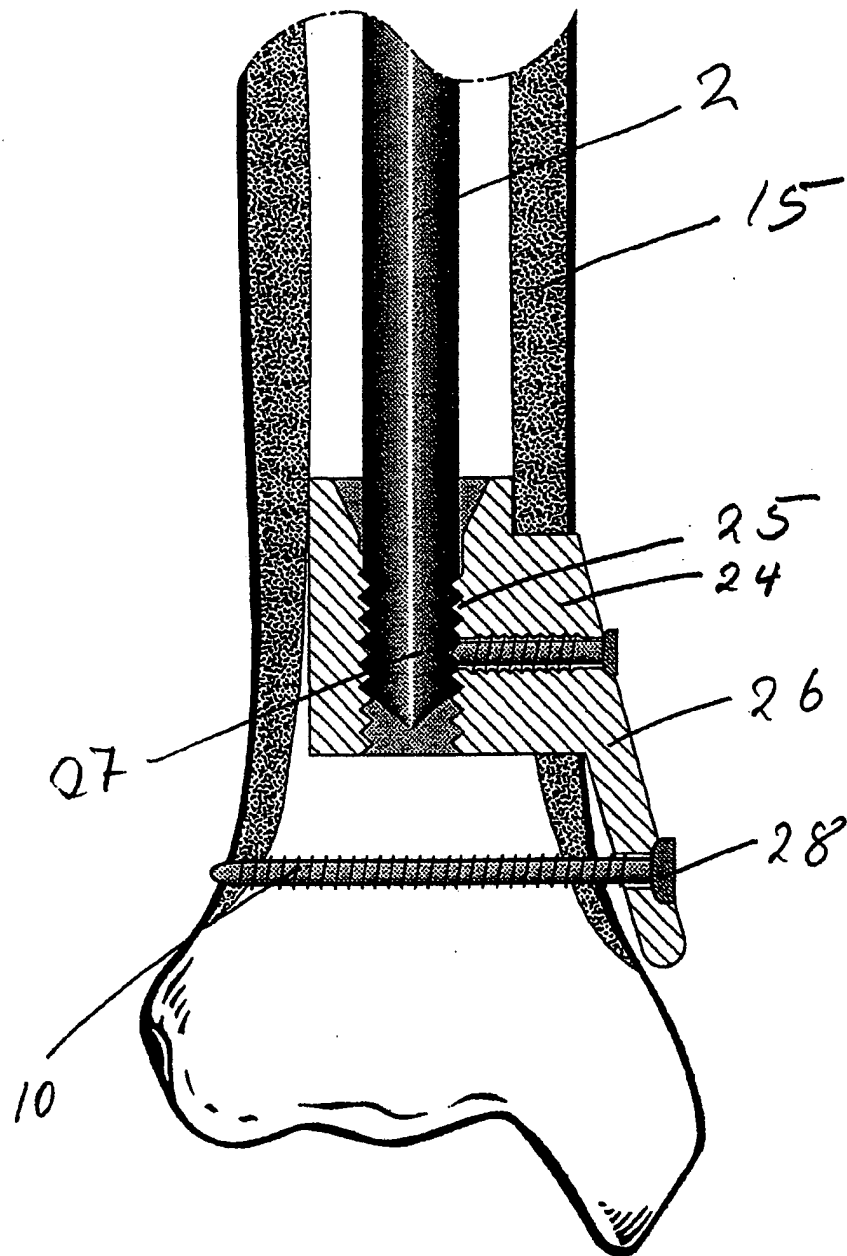


Fig. 14

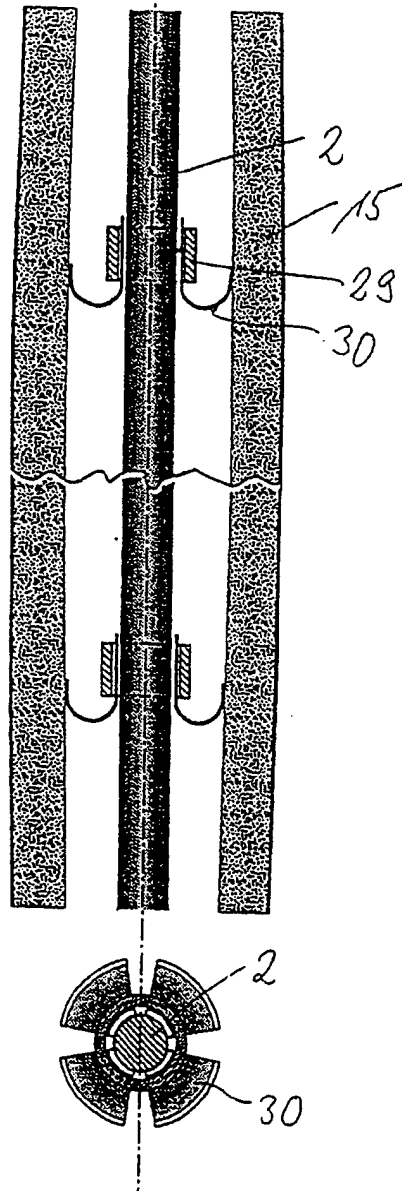


Fig. 15

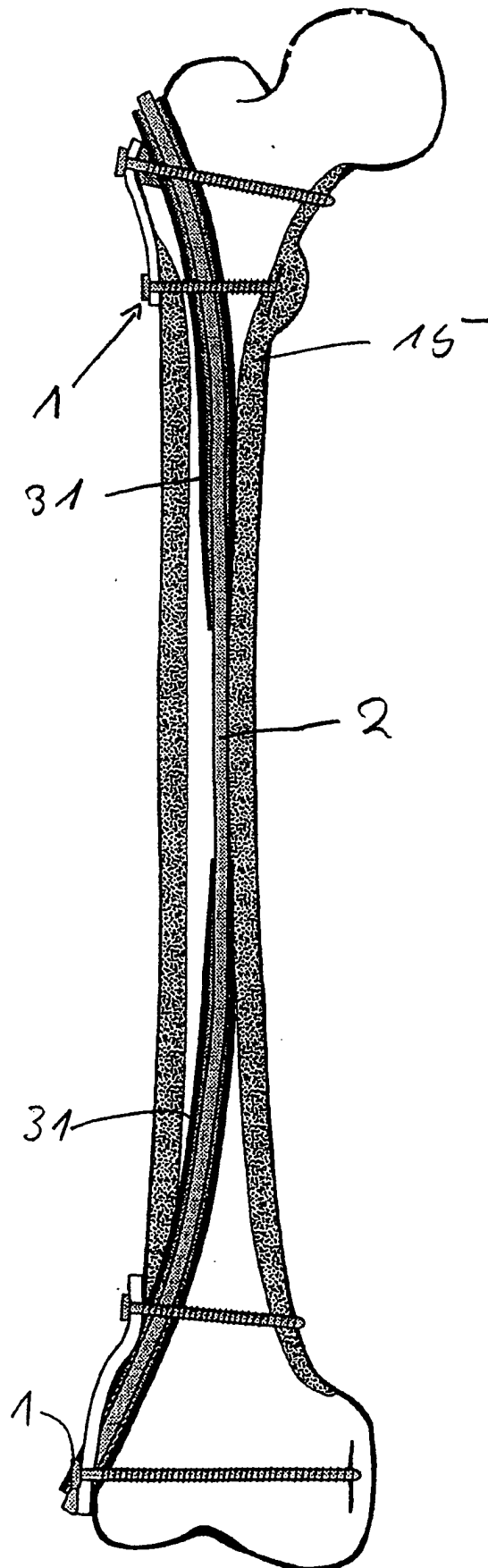


Fig. 16

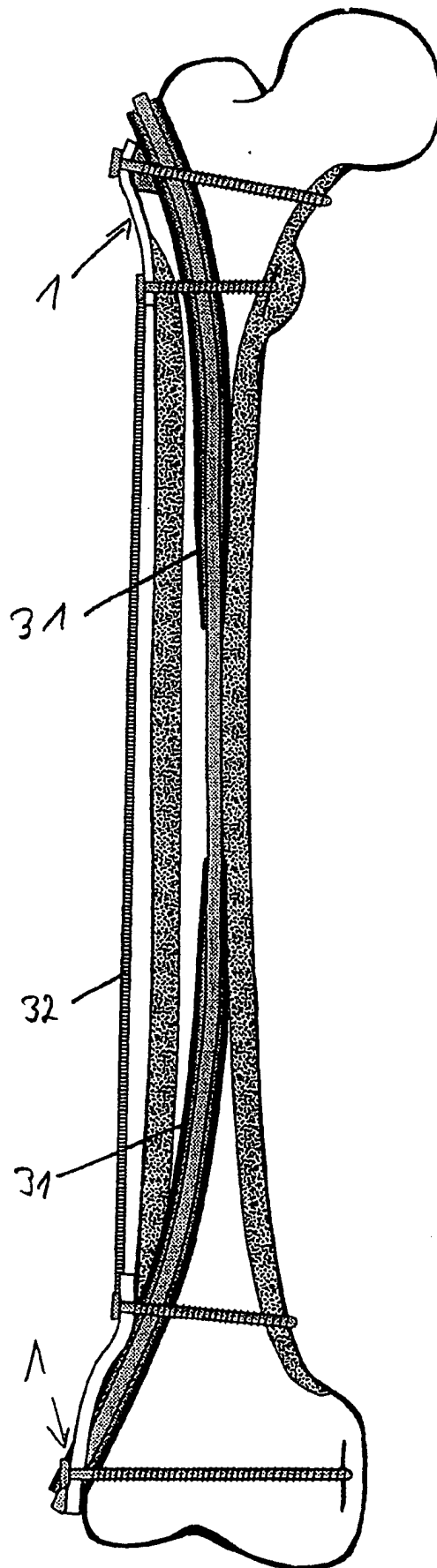


Fig. 17

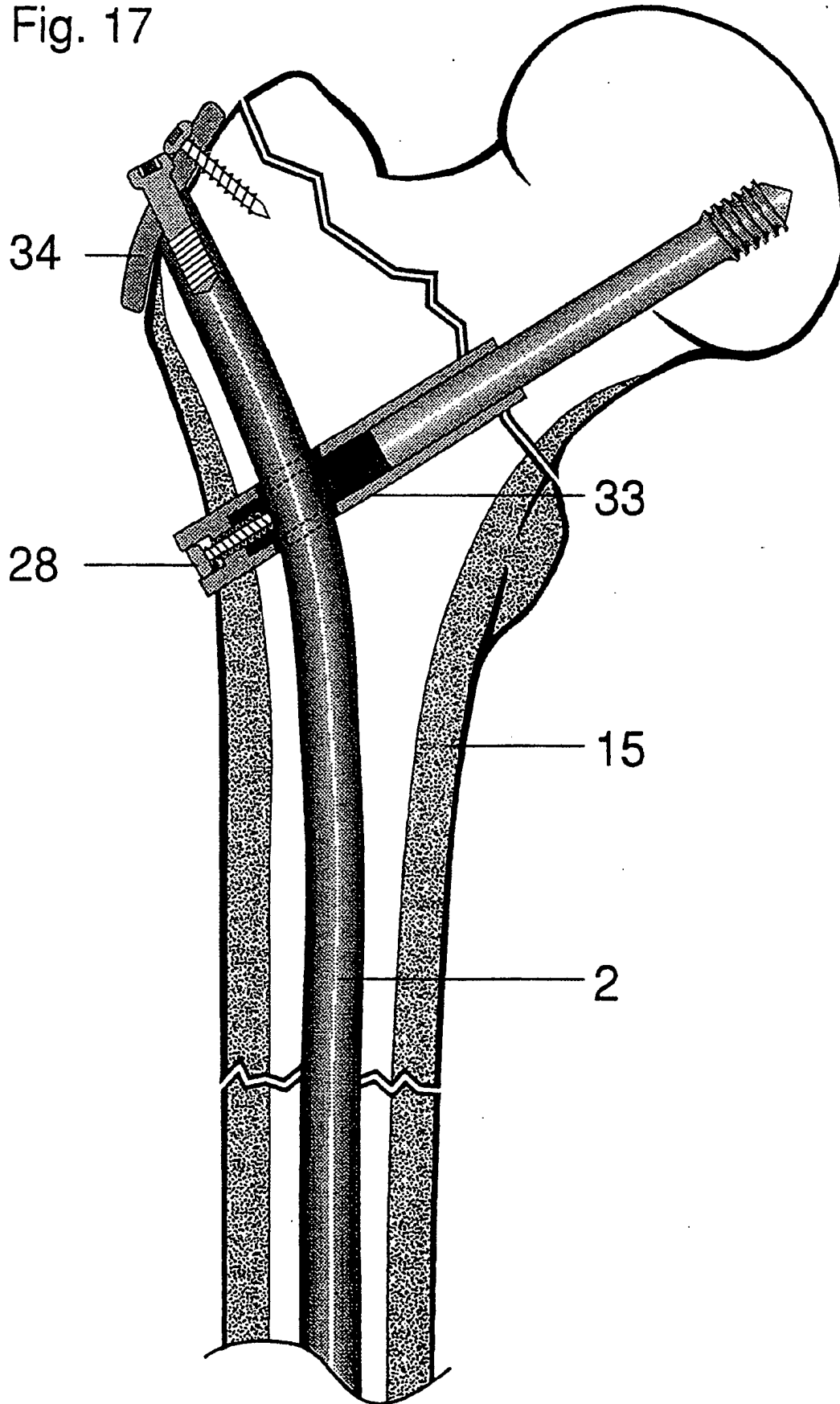


Fig. 19

Fig. 18

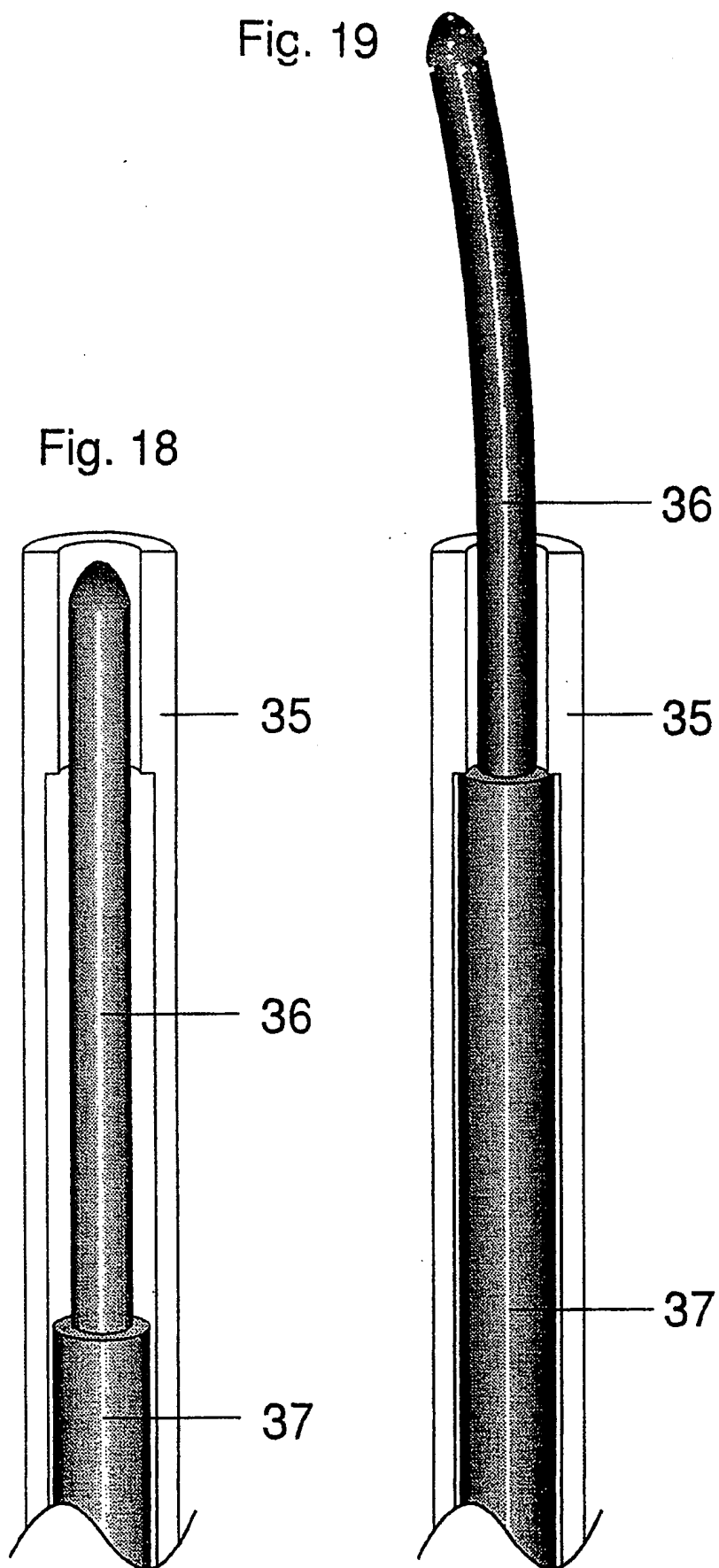




Fig. 20

